



Europäisches  
Patentamt  
European Patent  
Office  
Office européen  
des brevets

Description of DE2263842

[Print](#)[Copy](#)[Contact Us](#)[Close](#)

## Result Page

Notice: This translation is produced by an automated process; it is intended only to make the technical content of the original document sufficiently clear in the target language. This service is not a replacement for professional translation services. The esp@cenet® Terms and Conditions of use are also applicable to the use of the translation tool and the results derived therefrom.

<RTI ID=1.1> volume disk prosthesis< /RTI> The invention concerns a volume disk prosthesis.

As well known a multiplicity of physical damages and impairments of the well-being is to be attributed to the fact that a volume disk, thus one of the flexible cushions between two eddy bodies of the spinal column, fulfills their task no longer fully.

That can be eliminated in accordance with the invention in many cases thereby or be moderated at least in the consequences that the volume disk is replaced by a prosthesis. The volume disk prosthesis in accordance with the invention is characterized by the fact that it is designed as distance member applicable between two eddy bodies, which by means of gewölb ter sliding surfaces an inclination and/or the eddy body permits against each other. An execution favourable because of your simplicity is characterized by the fact that the prosthesis is designed as between the baseplate of an upper and the cover plate of a lower eddy body applicable, above and down at least approximate lense-shaped curved front surfaces exhibiting disk, whose front surfaces at the extent have such a distance from each other that the two eddy bodies do not affect each other with the curvature of the spinal column.

In the simplest case the volume disk prosthesis consists of a rigid body, for example of one of the metal alloys proven usual for endoprostheses and or of a suitable likewise for this proven plastic.

Appropriate materials are well-known from the prosthesis technology. The prosthesis thus e.g. possesses exact rotationally symmetric lens surfaces. <RTI ID=2.1> kugelkalottenförmige front surfaces > </RTI> so the cover plate of the lower eddy body and the baseplate of the upper eddy body within the range of the cartilage layer present between the actual eddy body and the natural volume disk can be worked on so far before using the prosthesis between two eddy bodies that the storage space of the eddy body resulted from working on is at least approximate equal the appropriate lens surface of the prosthesis. With other in different relations superior, execution forms of the invention which can be described later also the appropriate surface of the prosthesis can be trained in accordance with the natural surface of the eddy body, so that milling out or a andere6 one is not necessary here working on the camp surface between eddy bodies and prosthesis.

▲ top The prosthesis in accordance with the invention has at the same time to fulfill a majority of functions. On the one hand it holds the two neighbouring eddy bodies in axial direction toward distance, so that also when bending these two eddy bodies during <the RTI ID=3.1> of curving< /RTI> the spinal column against each other knocking against the two neighbouring eddy bodies with security one avoids. This is of substantial importance, there such knocking against to <RTI ID=3.2> most< /RTI> unwanted changes of the two neighbouring eddy bodies leads. In order to avoid a such knocking against with security, the volume disk prosthesis must take up all axial forces without excessive squeezing, together arising between the eddy bodies. Furthermore the volume disk prosthesis must possess a sufficient flexible firmness, so that it out-steps with the occurrence of such axial forces not too far into radial direction from the gap between two eddy bodies. In order to make possible against each other a bending of the neighbouring eddy bodies, the prosthesis is exactly formed and preferably also smoothly polished in the simplest case at both front surfaces ku gelkalottenförmig, so that the eddy bodies themselves can slide with their cartilage front surfaces, which should be milled off in this case if possible little, on the volume disk prosthesis. By the lense-shaped or kugelkalottenförmige training of the two front surfaces of the volume disk prosthesis a shift of the two neighbouring RTI ID=4.1 one on the other abge by <the prosthesis becomes> tützten< /RTI> Eddy body in lateral direction likewise prevents, since the eddy bodies under the influence of the musculature are against each other strained in axial direction. Even if a good bending barness of the eddies held by the prosthesis distance is against each other desired, then however the two other demands in an escape of holding and the prevention of the RTI <ID=4.2 Gegeneinanderstossens> /RTI< are > when bending the more important. The height of the volume disk prosthesis in accordance with the invention depends to a large extent on the size of the eddy bodies which can be separated by the prosthesis. At the edge the thickness of the prosthesis, which lies favourably in the center between 10 and 14 mm, should amount to about 5 to 10, preferably about 6 to 8 mm.

With the smallest thickness the diameter is to the prosthesis favourably to the same in the order of magnitude of 30 mm, while it lies favourably with the largest indicated thickness in the order of magnitude of approximately 40 mm.

Is substantial with all execution forms of the prosthesis ge measured the invention that this may not be arbitrarily compactible, but zuminderst in the center only small swan customers of the distance of the two eddy bodies from each other to permit may, while also of the edge a if necessary existing compressibility should not exceed and beyond that to large changes of diameter of the prosthesis not lead a certain measure should. If the prosthesis is einstückig trained, then it, like, can being mentioned a rigid body above. Preferred it possesses however at least a flexible intermediate layer, which extends in one normal level to the prosthesis axle (with the axle of the eddy bodies coincides). The flexible intermediate layer can consist for example of an accordingly age-resisting and body-friendly silicone rubber. If one ensures for the fact that for example in the center of the intermediate layer a little or a not at all flexible distance

member or also only a harder range of the flexible intermediate layer is intended, then the boundary regions can be more highly flexible according to, which against each other in the sense of a bending bariness of the eddy bodies separated by the prosthesis without sliding the convex prosthesis front surfaces in the accordingly concave eddy body front surfaces is. This is in relation to the rigid training a substantial advantage.

The flexible intermediate layer can for example of one Cylinder disk in an educated manner its, which is vulcanized in place between two Kugelkalottenkörper. In addition, it can have even lense-shaped front surfaces, which are provided with rigid covers.

The prosthesis can consist also completely of an elastic material. The shore hardness should not be smaller in this case than it for example for the bearing surfaces of motor vehicle rubber tires is selected. If one wants to select a softer elastic material for a substantial or a full prosthesis, then one can do if one the prosthesis an accordingly rigid insert, e.g. in form of a thin vulcanized in place metal panel gives, which prevents a strong radial expanding of the prosthesis and thus a strong axial squeezing of the prosthesis together.

Prothese gemäß Erfindung besteht bevorzugt aus zumindest zwei übereinander angeordneten gegeneinander verlagerbaren Teilen, deren jeder einem beiden durch Prothese verbundenen Wirbelkörper anliegt. In the simplest case a such construction in that knows above <RTI ID=6.1> gel EEC </RTI> ten way to be realized, with which a flexible intermediate layer carries above and down harder at least outside curved plates. If of shiftable parts one speaks here, then these parts should not arbitrarily against each other be storable. They should be rather on the one hand against each other around a certain measure (by the demand mentioned above that the two eddy bodies may not against each other each other affect when bending, it is limited) bendable or inclinable. They should not be adjustable however if possible or in one normal level to the longitudinal axis of the spinal column only little against each other. A certain axial compressibility of the two parts is certified. This is to remain quite small however. The less the two parts axially to be squeezed together can be bent, all the more can them against each other, without the neighbouring eddy bodies affect each other. The large advantage of the evenly described shiftable arrangement is in the fact that the two against each other <RTI ID=7.1> verlagerbaren </RTI> Divide the relative motion necessary with the Abbeugen of the spinal column between itself and no longer relative to the eddy bodies implement.

For the question, whether one is to train the lense-shaped curved front surfaces rotationally symmetrically or of it deviating, it is of importance whether the prosthesis is rotatable around a certain measure in itself or not. If the prosthesis is not sufficiently swivelling in itself not or, in order to permit the natural rotating motion of the spinal column, then the front surfaces should be rotationally symmetric, since then the relative motions must take place with the rotation between the front surfaces and the two eddy bodies. If the prosthesis is sufficiently swivelling against it in itself, then one knows the front surfaces of the eddy bodies deviating from the rotationally symmetric form more exactly to the natural form of the cover plate and/or der Grundplatte des entsprechenden Wirbelkörpers anpassend oder ihr eine andere fest im Wirbelkörper verankerte Form geben.

A prosthesis from two against each other shiftable parts arranged one above the other, as it was just described, can be for example created thereby that one builds it up from a Bikonvexlinsenkörper and a concave convex lens body, in which first is slidable stored. In this case favourably at least one of the two lens bodies at the edge has a certain thickness, in order to hold also in the bent condition the two eddy bodies distance. The two lens bodies should consist here of a favorable combination of material, for example a plastic and a metal, which against each other good <RTI ID=8.1> emergency run </RTI> characteristics possess. Appropriate <RTI ID=8.2> combinations of material </RTI> is for example from the artificial hip joint technology well-known, where the pan is often manufactured from an appropriate plastic, while the joint ball exists made of metal. The training form just described has the substantial advantage that it not only <the RTI ID=8.3> bending movement </RTI> the neighbouring eddy bodies permits against each other, but is swivelling beyond that also in itself. That is, a Rela <RTI ID=9.1> tivbewegung </RTI> between prosthesis and eddy bodies is not necessary. The construction just described can be trained also flexibly, by one e.g. into the Bikonvexlinsenkörper a flexible intermediate layer begins. Not only in this, but also in other execution forms also a flexible hollow body filled with liquid RTI ID=9.2 knows intended </RTI> in place of a flexible intermediate layer its, if shifting of the prosthesis parts is against each other prevented to both sides of the hollow body.

Structurally somewhat a more complex, for it however the biological requirements particularly far <RTI ID=9.3> entgegengerichtete </RTI> One reaches prosthesis, if one trains Prothese support plates designed latter with two against each other shiftable parts arranged one above the other as by a swiveling storage connected, preferably as half lens bodies with training. Als Halblinsenkörper sind hier zwei relativ flache Scheiben mit je einer äusseren Linsenfläche bezeichnet. The outside lens surface can be both rotationally symmetrically trained thereby and be better the exact form of the eddy front surfaces fit in. The support plates know course-turned surfaces RTI ID=9.4 z at <their> the eddy bodies. </RTI>

B. carry evenly its and anchorage projections/leads in the form of thorns. The swiveling storage can be formed by a short silicone rubber body in the simplest case for example, which keeps the two support plates sufficient distance and at its two front surfaces with that each other course turned to surfaces of the support plates is together-vulcanized. As articulated bearing however a central body with two Kugelkalottenoberflächen is preferred, on which the support plates with appropriate sliding surfaces are stored. The sliding surfaces are at least approximate preferably spherical central recesses of same radius of curvature as the Kugelkalottenoberflächen. The two Kugelkalottenoberflächen supplement to Kugelfläche. Auch the who materials favourably in such a way are each other preferably selected here that favorable sliding qualities between the central body and the support plates are present. The latters can consist for example of metal and the central bodies of an appropriate plastic or also in reverse.

With training of the prosthesis from two support plates connected by a swiveling storage the gap between the central swiveling storage and the two edges of the support plates is favourably filled out with a flexible displacement body. This displacement body can for example a ring from closed-porous RTI ID=10.1 Silikonkautschuk </RTI>, <filling out completely> this < gap> its. Preferably however a body from silicone rubber or such a thing is selected here, which for example approximated doubling profile exhibits, whereby the bar of the doubling profile in one normal level lies to the axle of the prosthesis and each other course-turned surfaces are supported with the support plates on the free edges of

the two flanges of the doubling profile. For latter purpose the two free edges of the flanges can exhibit widenings, which rest against the support plates. The filling material is preferably elastic. It can, if desired, with the two support plates to be together-vulcanized. If one vulcanizes it together, then thereby however the swivellingness of the Prothese# in is reduced. If one wants to maintain the swivellingness of the prosthesis nevertheless, then this can be reached by the fact that one keeps the flanges and bars of the filling material relatively thin. Generally one will prefer however a not together-vulcanized execution, with which only for example the internal flange of the doubling profile intervenes in each case in an appropriate ring groove the appropriate support plate and thus also the parts of the prosthesis holds together.

It understands itself that the different characteristics of the different execution forms stated above, as far as this is meaningful can be combined also. So for example a displacement torus made of sponge rubber can likewise be together-vulcanized with two half lens bodies, if one accepts a smaller swivellingness of the two half lens bodies.

In the following the invention article is closer to ringing ore on the basis the design in form of remark different versions it.

Fig. 1 shows schematically a cut in the symmetry even of the skeleton by two one above the other finds liche eddies, those by means of a prosthesis in accordance with that Invention are one on the other supported.

Fig. the opinion from above shows 2 to the front part of the lower eddy from Fig. 1 sowie??auf dem Eddy body lying prosthesis in accordance with the invention.

Fig. the prosthesis shows 3 in accordance with Fig. 1 and 2 in for instance nature of licher size of the side.

Fig. the opinion from above shows 4 to Fig. 3.

Fig. an axial section by a second Ausführungsform one shows 5 likewise rotationally symmetrically from formed prosthesis in accordance with the invention.

Fig. 6 shows in same representation as Fig. 5 a far RH execution form.

Fig. 7 shows in substantially increased yardstick for optimally outstanding execution form of the prosthesis ge measured the invention in the axial section.

Fig. one shows 8 slightly starting from changed execution form the prosthesis in accordance with Fig in actual size. 7 Fig. 9 shows in same representation as Fig. 5 and 6 a modified execution form of the prosthesis in accordance with Fig. 6.

In Fig. 1 is a prosthesis 1 in accordance with the invention in its situation <RTI ID=13.1> between< /RTI> the baseplate of an upper eddy body 2 and the cover plate of a lower eddy body 3 represented.

The upper and lower cartilage layers of the eddy bodies 2 and 3 are suggested by thickened border lines 4.

One recognizes first from the design that all remark examples shown of the prosthesis are in accordance with the invention in the opinion in longitudinal direction of the spinal column seen contrary to a natural volume disk at least approximate and preferably circular. After the reason is with different versions, as for example the execution in accordance with Fig. 6 and 7, also training out of round possible. Regarding the thereby caused substantially larger technical expenditure becomes however in the view for example in accordance with Fig. 2 circular execution prefers.

In Fig. 1 to 4 prosthesis shown in accordance with the invention represents the simplest execution form of a prosthesis.

It can rigidly, for example from metal or <RTI ID=14.1> plastic,< /RTI> or also from an elastic material, like e.g.

a silicone rubber of sufficient shore hardness, exist. The conditions, which determine the hardness, were already stated above. The prosthesis consists here of a massif body, which possesses a rotationally symmetric upper lense-shaped front surface 5 and a likewise trained lower rotationally symmetric front surface 6. The radius of curvature of the front surfaces 5 and 6 is on the one hand small enough, around lateral shifting of the eddy bodies 2 and 3 in one normal level to <the RTI ID=14.2> Rückgrat, hse< /RTI> to prevent 7. It is on the other hand like that <RTI ID=14.3> gro,< /RTI> that no substantial explosive yields on the eddy bodies 2 and 3 to be exercised.

The curvature of the front surfaces 5 and 6 does not have to be exactly kugelkalottenförmig. Here also andere Rotationskurven, as for example parabolas are applicable. As good an approximation as possible is crucial the surfaces 5 and 6 defining rotation curves to the natural form of the baseplate and the cover plate of the eddies.

The prosthesis 1 must be just like the prosthesis 5 rotationally symmetrically trained, there in both cases with a torsion of the spinal column <a RTI ID=14.4> sliding< /RTI> between prosthesis and eddy body takes place.

The prosthesis 1 possesses rounded off edges 8. The extent surface 9 is spherically trained, so that all surfaces turn into continuously into one another. The height <of the RTI ID=15.1> of extent surface< /RTI> it is in such a way selected 9 that during greatest possible bending of the two eddies held which can be expected by the prosthesis distance against each other those each other <RTI ID=15.2> gegenüberliegenden< /RTI> Edges of the eddy bodies not to collide can.

The prosthesis can be from flexible material. The elasticity may not be to large however, so that the prosthesis cannot be squeezed together in axial direction. ?wird daher vielen Fällen eine derartige Prothese aus starrem??bevorzugen?

In Fig. a further prosthesis 12 is shown 5 in accordance with the invention. This prosthesis possesses an upper rotationally symmetric plate 13 and one turned around curved lower plate 14. Both plates can consist for example of an appropriate suitable metal alloy. They have preferably constant wall thickness, as this is suggested in the design. They become of a flexible <RTI ID=15.3> plastic insert< /RTI> 15 held distance, those with the two plates 13 and <RTI ID=15.4> 14< /RTI> is together-vulcanized. In order to be able to keep the plastic insert 15 in the boundary regions as flexible as possible, around sliding the plates 13 and <RTI ID=15.5> 14< /RTI> on the eddy bodies when bending the same, held distance, to a minimum to reduce against each other, the axial compressibility of this prosthesis must be small in the center. For this purpose the central core 16 of the elastic insert 15 is equipped with a substantially harder shore hardness.

The outside form of the prosthesis 12 corresponds favourably to that the prosthesis 1.

In Fig. 6 volume disk prosthesis shown 18 is two-piece trained. It consists of a relatively rigid rotationally symmetric plastic body 19, that with a likewise rotationally symmetric <RTI ID=16.1>! ttallschale< /RTI> 20 cooperates. The lower surface of the plastic body 19 and the surface of the metal bowl 20 exhibit same radius of curvature, which is constant everywhere, so that the two parts can to be turned and bent against each other and here slide one on the other perfectly. That has the advantage that the upper surface 21 of the body 19 can be trained also asymmetrically, in order to make a better adjustment possible to the baseplate of the upper eddy body. The same applies in a general manner to the lower surface 22 of the lower part of 20 Prothese. Der circulating edge 23 of the prosthesis discovers with excessive Gegeneinanderverschieben of the two prosthesis parts of 19 and 20 the edge of the other prosthesis part of 20 against each other, whereby again it is also here ensured that the eddy body edges when bending which we with against each other do not touch themselves.

In Fig. essentially that consists 7 prosthesis shown above as half lens body designated parts of two. Both half lens bodies 25 in Fig. 7 prosthesis shown 26 is alike. The two front surfaces of this prosthesis are lense-shaped, rotationally symmetrically or <RTI ID=17.1> auen< /RTI> more exactly still adapted to the appropriate storage space of the eddy body.

The two half lens bodies 25 carry central in each case a spherical <RTI ID=17.2> LagerpRanne,< /RTI> mit?????sie? einer zentralen Gelenkkugel 26 anliegen? dass sie relativ??zueinander??Mittelpunkt?dieser Kugel?schwenkbar sind? Furthermore they are relatively to each other swivelling. To the education of perfect storage spaces for the ball 26 inward <RTI ID=17.3> vorstehendefl< /RTI> Parts of the half lens bodies 25 have such a distance from each other that them <the RTI ID=17.4> Gegeneinander#schwenken< /RTI> the half lens body 25 do not oppose. These managing parts possess circular pivoting 27 on both sides, into which an elastic <RTI ID=17.5> Zwiachenkörper< /RTI> 28 with lips 29, so that it d#kt the two half lens bodies 25 with small pre-loading against the ball 26 <RTI ID=17.6>, /RTI< intervenes> with half lens body consisting of metal of plastic consists favourably or in reverse. <The RTI ID=17.7> gummeelastische Zwisvhenring< /RTI> a doubling profile possesses 28. The lips 29 belong to the radially internal flange of this doubling profile, its bar in In Fig. is appropriate for 7 horizontal symmetry axis of the prosthesis. That radially expresses flange of the doubling profile of the body 28 supports itself with its appropriate edges 30 on the inner surfaces of the half lens bodies 25 off. Thus the filling material 28 with rising swivelling of the half lens bodies 25 works against a further Gegeneinanderschwenken against each other also with rising Kraft. In order to make against each other an easier rotating of the two half lens bodies for 25 around the axle 31 possible, the filling material 28 together-vulcanized with the two half lens bodies 25 is not.

The latter is however also possible. In latter case one gives however favourably for the reasons stated above a rotationally symmetric form to the front surfaces of the prosthesis.

In Fig. 8 prosthesis shown 35 differs from the prosthesis 26 essentially only thereby that in place of the central ball a double lens body 36 is intended, with which thereby the situation of the exact swiveling point of the two half lens bodies 37 and 38 is against each other indefinite, but however the tracking forces between the half lens bodies and the central double lens body 36 is more favorable.

Fig. a further prosthesis form 40, which likewise an upper half lens body 41 and a lower RTI ID=19.1 <Halblin /RTI>, shows< 9> more senkörper possesses 42. Here one of the two half lens bodies consists favourably of a plastic, while the other one of the two out a metal exists, which has sliding qualities good with the plastic. The for example upper half lens body 41 possesses a central kugelkalottenförmigen projection/lead 43, whose center of curvature preferably coincides with the center of the remaining rotationally symmetric prosthesis. The lower half lens body 42 possesses likewise a central projection/lead 44, which exhibits a central recess, whose radius of curvature is equal that of the ball projection/lead 43, so that in this way the two half lens bodies 41 and 42 are against each other tilttable and swivelling into one another stored around the prosthesis center. A too strong Gegeneinanderschwenken of the two half lens bodies can be prevented for example through according to thick calculation of the outside edges the same. There is however also the possibility, here a filling material, as for example out closed-porous silicone foam rubber the existing filling ring 45 to insert. If the filling ring 45 together-vulcanized with the half lens bodies 41 and 42 is not, then latter also not rotationally symmetric surfaces can have, in order to make a better adjustment possible to the surfaces of the eddy bodies.

The prostheses as such, but also the parts of the same cannot only be also modified depending upon the circumstances. So for example the RTI <ID=20.1 Füllring> /RTI< can > or intermediate ring 28 in place of the doubling profile also a channel form receive. For this purpose it is sufficient to shift the bar doubly of the profile so far to the side that it connects the ends of the two flanges of the doubling profile at this side. Another possibility consists of the fact that one omits the bar of the doubling profile at all. In this case however also the outside flange must intervene in an appropriate ring groove of the two half lens bodies 25, so that it is not movable radially.

The intermediate body can exhibit also holes, which should be so large in this case that they permit an easy in and withdrawing of body-own liquid.

Thus air or gas-filled area in the prosthesis is avoided. Such depressing holes can either only in the outside flange or both in the outside flange and inside flange of the intermediate body or <RTI ID=20.2> of filling material< /RTI> intended its. Often the arrangement of these holes in the outside flange will alone be sufficient.



Europäisches  
Patentamt  
European Patent  
Office  
Office européen  
des brevets

[Claims of DE2263842](#)
[Print](#)
[Copy](#)
[Contact Us](#)
[Close](#)

## Result Page

Notice: This translation is produced by an automated process; it is intended only to make the technical content of the original document sufficiently clear in the target language. This service is not a replacement for professional translation services. The esp@cenet® Terms and Conditions of use are also applicable to the use of the translation tool and the results derived therefrom.

### Patent claims:

<RTI ID=21.1> k< /RTI> Volume disk prosthesis, by the fact characterized that it is designed as distance member applicable between two eddy bodies, which by means of curved sliding surfaces an inclination and/or the eddy body against each other ge.

2. Volume disk prosthesis according to requirement <RTI ID=21.2> 1,< /RTI> thus gekenn that them are out formed as above and down at least approximate lense-shaped curved front surfaces exhibiting disk, their front surfaces at the extent draw such  
Distance from each other have that the two eddy bodies do not affect egg more nander with the curvature of the spinal column.

3. Volume disk prosthesis according to requirement 1 or 2, by the fact characterized that it possesses at least a flexible between layer, which extends in one normal level to the Prothe senachse.

4. Volume disk prosthesis according to requirement 1, 2 or <RTI ID=21.3> 3,< /RTI> by the fact characterized that it consists of an elastic material.

5. Volume disk prosthesis after one of the requirements 1 to 4, by the fact characterized that it consists of at least two überei more nander arranged against each other shiftable parts, whose each against one of the two eddy bodies connected by the prosthesis rests.

6. Volume disk prosthesis according to requirement 5, by it characterized that it possesses a Bikonvexlinsenkörper and a convex concave lens body, in which first is slidable stored.

7. Volume disk prosthesis according to requirement 5, by the fact characterized that it preferably exhibits two support plates designed connected by a swivelling storage as half lens bodies.

8. Volume disk prosthesis according to requirement 7, by the fact characterized that as articulated bearing a central body with two <RTI ID=22.1> Kugelkalottenoberflächen< /RTI> serves, which the support plates with spherical central recesses of at least approximated same radius of curvature rest upon.

9. Volume disk prosthesis according to requirement 7 or 8, by the fact characterized that the support plates are one on the other supported preferably in the range radially outside of the swivelling storage over an elastic the gap between the half lens body outward taking off intermediate body.

▲ top

51

Int. Cl.:

A 61 f, 1/00

BUNDESREPUBLIK DEUTSCHLAND

DEUTSCHES PATENTAMT



52

Deutsche Kl.: 30 d, 1/01

10

11

21

22

43

# Offenlegungsschrift 2 263 842

Aktenzeichen: P 22 63 842.2

Anmeldetag: 28. Dezember 1972

Offenlegungstag: 4. Juli 1974

Ausstellungspriorität: —

20

Unionspriorität

32

Datum: —

33

Land: —

31

Aktenzeichen: —

54

Bezeichnung: Bandscheibenprothese

61

Zusatz zu: —

62

Ausscheidung aus: —

71

Anmelder: Hoffmann-Daimler, Siegfried, Dr. med., 7407 Rottenburg

Vertreter gem. § 16 PatG: —

72

Als Erfinder benannt: Erfinder ist der Anmelder

ORIGINAL INSPECTED

1 2 2 6 3 8 4 2

Anwaltsakte 23 257

28. Dezember 1972

Dr. med. Siegfried Hoffmann-Daimler,  
7407 Rottenburg-Seebronn, Gartenstraße 24

---

"Bandscheibenprothese"

---

Die Erfindung betrifft eine Bandscheibenprothese.

Bekanntlich ist eine Vielzahl von körperlichen Schädigungen und Beeinträchtigungen des Wohlbefindens darauf zurückzuführen, daß eine Bandscheibe, also eines der elastischen Kissen zwischen zwei Wirbelkörpern der Wirbelsäule, ihre Aufgabe nicht mehr voll erfüllt.

Das läßt sich gemäß der Erfindung in vielen Fällen dadurch beseitigen oder wenigstens in den Folgen mildern, daß die Bandscheibe durch eine Prothese ersetzt wird. Die Bandscheibenprothese gemäß der Erfindung ist dadurch gekennzeichnet, daß sie als zwischen zwei Wirbelkörper einsetzbares Distanzglied ausgebildet ist, welches mittels gewölb-

ter Gleitflächen eine Neigung und/oder der Wirbelkörper gegeneinander gestattet. Eine wegen Ihrer Einfachheit vorteilhafte Ausführung ist dadurch gekennzeichnet, daß die Prothese als zwischen die Grundplatte eines oberen und die Deckplatte eines unteren Wirbelkörpers einsetzbare, oben und unten zumindest angenähert linsenförmig gewölbte Stirnflächen aufweisende Scheibe ausgebildet ist, deren Stirnflächen am Umfang einen solchen Abstand voneinander haben, daß die beiden Wirbelkörper einander bei der Krümmung der Wirbelsäule nicht berühren.

Im einfachsten Falle besteht die Bandscheibenprothese aus einem starren Körper, beispielsweise aus einer der für Endoprothesen üblichen und bewährten Metall-Legierungen oder aus einem geeigneten ebenfalls hierfür bewährten Kunststoff. Entsprechende Werkstoffe sind aus der Prothesentechnik bekannt. Besitzt die Prothese genaue rotationssymmetrische Linsenflächen, also z.B. kugelkalottenförmige Stirnflächen, so kann vor dem Einsetzen der Prothese zwischen zwei Wirbelkörper die Deckplatte des unteren Wirbelkörpers und die Grundplatte des oberen Wirbelkörpers im Bereich der zwischen dem eigentlichen Wirbelkörper und der natürlichen Bandscheibe befindlichen Knorpelschicht soweit bearbeitet werden, daß die durch das Bearbeiten entstandene Lagerfläche des Wirbelkörpers wenigstens angenähert gleich der entsprechenden Linsenoberfläche der Prothese ist. Bei anderen in verschiedenen Beziehungen überlegenen, später zu



erläuternden Ausführungsformen der Erfindung kann auch die entsprechende Oberfläche der Prothese gemäß der natürlichen Oberfläche des Wirbelkörpers ausgebildet sein, so daß hier ein Ausfräsen oder anderes Bearbeiten der Lageroberfläche zwischen Wirbelkörper und Prothese nicht erforderlich ist.

Die Prothese gemäß der Erfindung hat eine Mehrzahl von Funktionen zugleich zu erfüllen. Zum einen hält sie die beiden benachbarten Wirbelkörper in Axialrichtung auf Distanz, so daß auch beim Abwinkeln dieser beiden Wirbelkörper während des Krümmens der Wirbelsäule ein gegeneinander Anstoßen der beiden benachbarten Wirbelkörper mit Sicherheit vermieden wird. Dies ist von wesentlicher Bedeutung, da ein derartiges Anstoßen zu höchst unerwünschten Veränderungen der beiden benachbarten Wirbelkörper führt. Um ein derartiges Anstoßen mit Sicherheit zu vermeiden, muß die Bandscheibenprothese alle zwischen den Wirbelkörpern auftretenden Axialkräfte ohne übermäßige Zusammendrückung aufnehmen. Ferner muß die Bandscheibenprothese eine genügende elastische Festigkeit besitzen, damit sie beim Auftreten derartiger Axialkräfte nicht zu weit in Radialrichtung aus dem Spalt zwischen zwei Wirbelkörpern heraustritt. Um ein gegeneinander Abwinkeln der benachbarten Wirbelkörper zu ermöglichen, ist die Prothese im einfachsten Fall an beiden Stirnflächen genau ku-

gelkalottenförmig geformt und vorzugsweise auch glatt poliert, so daß die Wirbelkörper selbst mit ihren Knorpelstirnflächen, die in diesem Fall möglichst wenig abgefräst sein sollten, auf der Bandscheibenprothese gleiten können. Durch die linsenförmige oder kugelkalottenförmige Ausbildung der beiden Stirnflächen der Bandscheibenprothese wird eine Verschiebung der beiden benachbarten, durch die Prothese aufeinander abgestützten Wirbelkörper in seitlicher Richtung ebenfalls verhindert, da die Wirbelkörper unter dem Einfluß der Muskulatur in Axialrichtung gegeneinander gespannt sind. Wenn auch eine gute Abwinkelbarkeit der durch die Prothese auf Abstand gehaltenen Wirbel gegeneinander erwünscht ist, so sind jedoch die beiden anderen Forderungen des in einer Flucht Haltens und der Verhinderung des Gegeneinanderstoßens beim Abwinkeln die wichtigeren. Die Höhe der Bandscheibenprothese gemäß der Erfindung hängt weitgehend von der Größe der durch die Prothese zu trennenden Wirbelkörper ab. Am Rand sollte die Dicke der Prothese, die in der Mitte vorteilhaft zwischen 10 und 14 mm liegt, etwa 5 bis 10, vorzugsweise etwa 6 bis 8 mm betragen. Bei der kleinsten Dicke der Prothese liegt der Durchmesser derselben vorteilhaft in der Größenordnung von 30 mm, während er bei der größten angegebenen Dicke vorteilhaft in der Größenordnung von etwa 40 mm liegt.

Wesentlich ist bei allen Ausführungsformen der Prothese ge-

mäß der Erfindung, daß diese nicht beliebig zusammendrückbar sein darf, sondern zumindest in der Mitte nur geringe Schwankungen des Abstandes der beiden Wirbelkörper voneinander zulassen darf, während auch am Rande eine gegebenenfalls vorhandene Zusammendrückbarkeit ein gewisses Maß nicht überschreiten sollte und darüber hinaus nicht zu großen Durchmesseränderungen der Prothese führen sollte. Ist die Prothese einstückig ausgebildet, so kann sie, wie oben erwähnt, ein starrer Körper sein. Bevorzugt besitzt sie jedoch zumindest eine elastische Zwischenschicht, die sich in einer Normalebene zur Prothesenachse (die mit der Achse der Wirbelkörper zusammenfällt) erstreckt. Die elastische Zwischenschicht kann beispielsweise aus einem entsprechend alterungsbeständigen und körperfreundlichen Siliconkautschuk bestehen. Sorgt man dafür, daß beispielsweise in der Mitte der Zwischenschicht ein wenig oder gar nicht elastisches Distanzglied oder auch nur ein härterer Bereich der elastischen Zwischenschicht vorgesehen ist, so können die Randbereiche entsprechend höher elastisch sein, was im Sinne einer Abwinkelbarkeit der durch die Prothese getrennten Wirbelkörper gegeneinander ohne ein Gleiten der konvexen Prothesenstirnflächen in den entsprechend konkaven Wirbelkörperstirnflächen ist. Dies ist gegenüber der starren Ausbildung ein wesentlicher Vorteil.

Die elastische Zwischenschicht kann beispielsweise von einer

Zylinderscheibe gebildet sein, die zwischen zwei Kugelkalottenkörper einvulkanisiert ist. Sie kann aber auch selbst linsenförmige Stirnflächen haben, die mit starren Abdeckungen versehen sind.

Die Prothese kann auch ganz aus einem gummielastischen Werkstoff bestehen. Die Shorehärte sollte in diesem Fall nicht kleiner sein als sie beispielsweise für die Laufflächen von Kraftfahrzeuggummireifen gewählt wird. Will man einen weiche- ren gummielastischen Werkstoff für eine Massiv- oder Vollprothese wählen, so kann man das dann tun, wenn man der Prothese eine entsprechend starre Einlage, z.B. in Form eines dünnen einvulkanisierten Metallplättchens gibt, welches ein starkes radiales Ausdehnen der Prothese und damit auch ein starkes axiales Zusammendrücken der Prothese verhindert.

Die Prothese gemäß der Erfindung besteht bevorzugt aus zumindest zwei übereinander angeordneten gegeneinander verlagerbaren Teilen, deren jeder an einem der beiden durch die Prothese verbundenen Wirbelkörper anliegt. Im einfachsten Falle kann eine derartige Konstruktion in der oben dargelegten Weise realisiert werden, bei welcher eine elastische Zwischenschicht oben und unten härtere zumindest außen gewölbte Platten trägt. Wenn hier von verlagerbaren Teilen gesprochen wird, so sollen diese Teile nicht beliebig gegeneinander ver-

lagerbar sein. Sie sollen vielmehr einerseits gegeneinander um ein gewisses Maß (das durch die oben erwähnte Forderung, daß die beiden Wirbelkörper beim Abwinkeln gegeneinander einander nicht berühren dürfen, begrenzt ist) abwinkelbar oder neigbar sein. Sie sollen jedoch möglichst nicht oder nur wenig gegeneinander in einer Normalebene zur Längsachse der Wirbelsäule verschiebbar sein. Eine gewisse axiale Zusammendrückbarkeit der beiden Teile ist zwar zugelassen. Diese soll jedoch recht gering bleiben. Je weniger die beiden Teile axial zusammengedrückt werden können, umso mehr können sie gegeneinander geneigt werden, ohne daß die benachbarten Wirbelkörper einander berühren. Der große Vorteil der eben erläuterten verlagerbaren Anordnung liegt darin, daß die beiden gegeneinander verlagerbaren Teile die beim Abbeugen der Wirbelsäule erforderliche Relativbewegung zwischen sich und nicht mehr relativ zu den Wirbelkörpern ausführen.

Für die Frage, ob man die linsenförmig gewölbten Stirnflächen rotationssymmetrisch oder hiervon abweichend ausbilden soll, ist es von Bedeutung, ob die Prothese in sich selbst um ein gewisses Maß verdrehbar ist oder nicht. Ist die Prothese in sich selbst nicht oder nicht ausreichend drehbar, um die natürlichen Drehbewegungen der Wirbelsäule zuzulassen, so sollten die Stirnflächen rotationssymmetrisch sein, da dann die Relativbewegungen beim Drehen zwischen den Stirnflächen und

den beiden Wirbelkörpern erfolgen müssen. Ist die Prothese dagegen in sich selbst ausreichend drehbar, so kann man die Stirnflächen der Wirbelkörper von der rotationssymmetrischen Form abweichend genauer an die natürliche Form der Deckplatte bzw. der Grundplatte des entsprechenden Wirbelkörpers anpassen, oder ihr eine andere fest im Wirbelkörper verankerte Form geben.

Eine Prothese aus zwei übereinander angeordneten gegeneinander verlagerbaren Teilen, wie sie soeben erläutert wurde, kann beispielsweise dadurch geschaffen werden, daß man sie aus einem Bikonvexlinsenkörper und einem Konkavkonvexlinsenkörper zusammensetzt, in welchem ersterer gleitbar gelagert ist. In diesem Falle hat vorteilhaft mindestens einer der beiden Linsenkörper am Rand eine gewisse Dicke, um auch im abgewinkelten Zustand die beiden Wirbelkörper auf Distanz zu halten. Die beiden Linsenkörper sollten hierbei aus einer günstigen Werkstoffpaarung, beispielsweise einem Kunststoff und einem Metall bestehen, welche gegeneinander gute Notlaufeigenschaften besitzen. Entsprechende Werkstoffpaarungen sind beispielsweise aus der Hüftgelenkprothesentechnik bekannt, wo die Pfanne vielfach aus einem entsprechenden Kunststoff gefertigt wird, während die Gelenkkugel aus Metall besteht. Die soeben beschriebene Ausbildungsform hat den wesentlichen Vorteil, daß sie nicht nur die Abwinkelungsbewegung der benachbarten Wirbelkörper gegeneinander zuläßt, sondern darüber

hinaus auch in sich selbst drehbar ist. Das heißt, eine Relativbewegung zwischen Prothese und Wirbelkörpern ist nicht erforderlich. Die soeben beschriebene Konstruktion kann auch elastisch ausgebildet werden, indem man z.B. in den Bikonvexlinsenkörper eine elastische Zwischenschicht einsetzt. Nicht nur in dieser, sondern auch in anderen Ausführungsformen kann anstelle einer elastischen Zwischenschicht auch ein flüssigkeitsgefüllter flexibler Hohlkörper vorgesehen sein, sofern ein Verschieben der Prothesenteile zu beiden Seiten des Hohlkörpers gegeneinander verhindert ist.

Eine zwar baulich etwas aufwendigere, dafür aber den biologischen Anforderungen besonders weit entgegenkommende Prothese erreicht man, wenn man bei einer Ausbildung der Prothese mit zwei übereinander angeordneten gegeneinander verlagerbaren Teilen letztere als durch eine Schwenklagerung miteinander verbundene, vorzugsweise als Halblinsenkörper ausgebildete Tragplatten ausbildet. Als Halblinsenkörper sind hier zwei relativ flache Scheiben mit je einer äußeren Linsenfläche bezeichnet. Die äußere Linsenfläche kann dabei sowohl rotationssymmetrisch ausgebildet sein als auch besser der genauen Form der Wirbelstirnflächen eingepaßt sein. Die Tragplatten können an ihren den Wirbelkörpern zugekehrten Oberflächen z. B. eben sein und Verankerungsvorsprünge in Form von Dornen tragen. Die Schwenklagerung kann im einfachsten Falle beispielsweise von einem kurzen Siliconkautschukkörper gebildet

sein, welcher die beiden Tragplatten ausreichend auf Distanz hält und an seinen beiden Stirnflächen mit den einander zugekehrten Flächen der Tragplatten zusammenvulkanisiert ist. Bevorzugt wird als Schwenklager jedoch ein zentraler Körper mit zwei Kugelkalottenoberflächen, auf welchen die Tragplatten mit entsprechenden Gleitflächen gelagert sind. Die Gleitflächen sind vorzugsweise sphärische zentrale Ausnehmungen von zumindest angenähert gleichem Krümmungsradius wie die Kugelkalottenoberflächen. Die beiden Kugelkalottenoberflächen ergänzen einander vorzugsweise zu einer Kugelfläche. Auch hier werden die Werkstoffe vorteilhaft so gewählt, daß günstige Gleiteigenschaften zwischen dem Zentralkörper und den Tragplatten vorhanden sind. Letztere können beispielsweise aus Metall und der Zentralkörper aus einem entsprechenden Kunststoff bestehen oder auch umgekehrt.

Bei einer Ausbildung der Prothese aus zwei durch eine Schwenklagerung miteinander verbundenen Tragplatten ist der Zwischenraum zwischen der zentralen Schwenklagerung und den beiden Rändern der Tragplatten vorteilhaft mit einem elastischen Verdrängungskörper ausgefüllt. Dieser Verdrängungskörper kann beispielsweise ein diesen Zwischenraum ganz ausfüllender Ring aus geschlossenporigem Silikonkautschuk sein. Vorzugsweise wird hier jedoch ein Körper aus Siliconkautschuk oder dergleichen gewählt, welcher beispielsweise angenähert Doppel-T-Profil aufweist, wobei der Steg des Doppel-T-Profils in einer Normalebene zur Achse der Prothese liegt und die einander zugekehrten Flächen der bei-



den Tragplatten auf die freien Ränder der beiden Flansche des Doppel-T-Profils abgestützt sind. Zu letzterem Zwecke können die beiden freien Ränder der Flansche Verbreiterungen aufweisen, die an den Tragplatten anliegen. Der Füllkörper ist vorzugsweise gummielastisch. Er kann, wenn gewünscht, mit den beiden Tragplatten zusammenvulkanisiert sein. Vulkanisiert man ihn zusammen, so wird dadurch allerdings die Drehbarkeit der Prothese in sich selbst verringert. Will man die Drehbarkeit der Prothese dennoch aufrechterhalten, so läßt sich dies dadurch erreichen, daß man die Flansche und Stege des Füllkörpers relativ dünn hält. Im allgemeinen wird man jedoch eine nicht zusammenvulkanisierte Ausführung bevorzugen, bei welcher lediglich beispielsweise der innere Flansch des Doppel-T-Profils in eine entsprechende Ringrinne jeweils der entsprechenden Tragplatte eingreift und dadurch auch die Teile der Prothese zusammenhält.

Es versteht sich, daß die verschiedenen Merkmale der oben dargestellten verschiedenen Ausführungsformen, soweit dies sinnvoll ist, auch miteinander kombiniert werden können. So kann beispielsweise ein Verdrängungsringkörper aus Schwammgummi ebenfalls mit zwei Halblinsenkörpern zusammenvulkanisiert sein, wenn man eine geringere Drehbarkeit der beiden Halblinsenkörper in Kauf nimmt.

Nachfolgend ist der Erfindungsgegenstand anhand der Zeichnung in Form verschiedener Ausführungsbeispiele näher er-

läutert.

Fig. 1 zeigt schematisch einen Schnitt in der Symmetrieebene des Skeletts durch zwei übereinander befindliche Wirbel, die mittels einer Prothese gemäß der Erfindung aufeinander abgestützt sind.

Fig. 2 zeigt die Ansicht von oben auf den vorderen Teil des unteren Wirbels aus Fig. 1 sowie die auf dem Wirbelkörper liegende Prothese gemäß der Erfindung.

Fig. 3 zeigt die Prothese gemäß Fig. 1 und 2 in etwa natürlicher Größe von der Seite.

Fig. 4 zeigt die Ansicht von oben auf Fig. 3.

Fig. 5 zeigt einen Axialschnitt durch eine zweite Ausführungsform einer ebenfalls rotationssymmetrisch ausgebildeten Prothese gemäß der Erfindung.

Fig. 6 zeigt in gleicher Darstellung wie Fig. 5 eine weitere Ausführungsform.

Fig. 7 zeigt in wesentlich vergrößertem Maßstab eine für optimal angesehene Ausführungsform der Prothese gemäß der Erfindung im Axialschnitt.

Fig. 8 zeigt in etwa natürlicher Größe eine geringfügig abgewandelte Ausführungsform der Prothese gemäß Fig. 7

Fig. 9 zeigt in gleicher Darstellung wie Fig. 5 und 6 eine abgewandelte Ausführungsform der Prothese gemäß Fig. 6.

In Fig. 1 ist eine Prothese 1 gemäß der Erfindung in ihrer Lage zwischen der Grundplatte eines oberen Wirbelkörpers 2 und der Deckplatte eines unteren Wirbelkörpers 3 dargestellt. Die oberen und unteren Knorpelschichten der Wirbelkörper 2 und 3 sind durch verdickte Begrenzungslinien 4 angedeutet.

Man erkennt zunächst aus der Zeichnung, daß alle gezeigten Ausführungsbeispiele der Prothese gemäß der Erfindung in der Ansicht in Längsrichtung der Wirbelsäule gesehen im Gegensatz zu einer natürlichen Bandscheibe zumindest angenähert und vorzugsweise kreisrund sind. Dem Grunde nach ist bei verschiedenen Ausführungen, wie beispielsweise der Ausführung gemäß Fig. 6 und 7, auch eine unrunde Ausbildung möglich. Im Hinblick auf den hierdurch bedingten wesentlich größeren technischen Aufwand wird jedoch die in der Sicht beispielsweise gemäß Fig. 2 kreisrunde Ausführung bevorzugt.

Die in Fig. 1 bis 4 gezeigte Prothese gemäß der Erfindung stellt die einfachste Ausführungsform einer Prothese dar.

Sie kann starr, beispielsweise aus Metall oder Kunststoff, oder auch aus einem gummielastischen Werkstoff, wie z.B. einem Siliconkautschuk von ausreichender Shorehärte, bestehen. Die Bedingungen, welche die Härte bestimmen, wurden oben bereits dargelegt. Die Prothese besteht hier aus einem Massivkörper, welcher eine rotationssymmetrische obere linsenförmige Stirnfläche 5 und eine ebenso ausgebildete untere rotationssymmetrische Stirnfläche 6 besitzt. Der Krümmungsradius der Stirnflächen 5 und 6 ist einerseits klein genug, um ein seitliches Verschieben der Wirbelkörper 2 und 3 in einer Normalebene zur Rückgratachse 7 zu verhindern. Er ist andererseits so groß, daß keine wesentlichen Sprengkräfte auf die Wirbelkörper 2 und 3 ausgeübt werden. Die Krümmung der Stirnflächen 5 und 6 muß nicht genau kugelkalottenförmig sein. Hier kommen auch andere Rotationskurven, wie beispielsweise Parabeln, in Frage. Entscheidend ist eine möglichst gute Annäherung der die Flächen 5 und 6 definierenden Rotationskurven an die natürliche Form der Grundplatte und der Deckplatte der Wirbel.

Die Prothese 1 muß ebenso wie die Prothese 5 rotationssymmetrisch ausgebildet sein, da in beiden Fällen bei einer Torsion der Wirbelsäule ein Gleiten zwischen Prothese und Wirbelkörper stattfindet.

Die Prothese 1 besitzt abgerundete Kanten 8. Die Umfangsfläche 9 ist ballig ausgebildet, so daß alle Flächen kontinuierlich ineinander übergehen. Die Höhe der Umfangsfläche 9 ist so gewählt, daß bei der größtmöglichen zu erwartenden Abwinkelung der beiden von der Prothese auf Distanz gehaltenen Wirbel gegeneinander die einander gegenüberliegenden Kanten der Wirbelkörper nicht aufeinanderstoßen können.

Die Prothese kann aus elastischem Material sein. Die Elastizität darf jedoch nicht zu groß sein, damit die Prothese nicht in Axialrichtung zusammengedrückt werden kann. Man wird daher in vielen Fällen eine derartige Prothese aus starrem Material bevorzugen.

In Fig. 5 ist eine weitere Prothese 12 gemäß der Erfindung gezeigt. Diese Prothese besitzt eine obere rotationssymmetrische Platte 13 und eine umgekehrt gewölbte untere Platte 14. Beide Platten können beispielsweise aus einer entsprechenden geeigneten Metall-Legierung bestehen. Sie haben vorzugsweise konstante Wanddicke, wie dies in der Zeichnung angedeutet ist. Sie werden von einer elastischen Kunststoffeinslage 15 auf Distanz gehalten, die mit den beiden Platten 13 und 14 zusammenvulkanisiert ist. Um die Kunststoffeinslage 15 in den Randbereichen möglichst elastisch halten zu können, um ein Gleiten der Platten 13 und 14 auf den auf Distanz gehaltenen Wirbelkörpern beim Neigen derselben

gegeneinander auf ein Mindestmaß zu reduzieren, muß die axiale Zusammendrückbarkeit dieser Prothese in der Mitte gering sein. Zu diesem Zweck ist der zentrale Kern 16 der gummielastischen Einlage 15 mit einer wesentlich härteren Shorehärte ausgestattet. Die äußere Form der Prothese 12 entspricht vorteilhaft der der Prothese 1.

Die in Fig. 6 gezeigte Bandscheibenprothese 18 ist zweiteilig ausgebildet. Sie besteht aus einem verhältnismäßig starren rotationssymmetrischen Kunststoffkörper 19, der mit einer ebenfalls rotationssymmetrischen Metallschale 20 zusammenwirkt. Die Unterfläche des Kunststoffkörpers 19 und die Oberfläche der Metallschale 20 weisen gleichen Krümmungsradius auf, der überall konstant ist, so daß die beiden Teile gegeneinander gedreht und geneigt werden können und hierbei aufeinander einwandfrei gleiten. Das hat den Vorteil, daß die obere Fläche 21 des Körpers 19 auch unsymmetrisch ausgebildet sein kann, um eine bessere Anpassung an die Grundplatte des oberen Wirbelkörpers zu ermöglichen. Sinngemäß das gleiche gilt für die untere Fläche 22 des unteren Teils 20 der Prothese. Der umlaufende Rand 23 der Prothese stößt bei übermäßigem Gegeneinanderverschieben der beiden Prothesenteile 19 und 20 gegeneinander auf den Rand des anderen Prothesenteils 20, wodurch auch hier wieder gewährleistet ist, daß sich die Wirbelkörperkanten beim Abwinkeln der Wir-

bel gegeneinander nicht berühren.

Die in Fig. 7 gezeigte Prothese besteht im wesentlichen aus zwei der oben als Halblinsenkörper bezeichneten Teile. Beide Halblinsenkörper 25 der in Fig. 7 gezeigten Prothese 26 sind gleich. Die beiden Stirnflächen dieser Prothese sind linsenförmig, und zwar rotationssymmetrisch oder auch genauer noch an die entsprechende Lagerfläche des Wirbelkörpers angepaßt. Die beiden Halblinsenkörper 25 tragen jeweils zentral eine sphärische Lagerpfanne, mit welcher sie an einer zentralen Gelenkkugel 26 anliegen, so daß sie relativ zueinander um den Mittelpunkt dieser Kugel schwenkbar sind. Sie sind ferner relativ zueinander drehbar. Die zur Bildung einwandfreier Lagerflächen für die Kugel 26 nach innen vorstehenden Teile der Halblinsenkörper 25 haben einen solchen Abstand voneinander, daß sie dem Gegeneinander-schwenken der Halblinsenkörper 25 nicht entgegenstehen. Diese vorstehenden Teile besitzen auf beiden Seiten ringförmige Eindrehungen 27, in welche ein gummielastischer Zwischenkörper 28 mit Lippen 29 eingreift, so daß er die beiden Halblinsenkörper 25 mit geringer Vorspannung gegen die Kugel 26 drückt, die bei aus Metall bestehenden Halblinsenkörper vorteilhaft aus Kunststoff besteht oder umgekehrt. Der gummielastische Zwischenring 28 besitzt ein Doppel-T-Profil. Die Lippen 29 gehören dem radial inneren Flansch dieses Doppel-T-Profils an, dessen Steg

in der in Fig. 7 waagerechten Symmetrieachse der Prothese liegt. Der radial äußere Flansch des Doppel-T-Profiles des Körpers 28 stützt sich mit seinen entsprechenden Rändern 30 auf die Innenflächen der Halblinsenkörper 25 ab. Dadurch wirkt der Füllkörper 28 mit steigendem Verschwenken der Halblinsenkörper 25 gegeneinander auch mit steigender Kraft einem weiteren Gegeneinanderschwenken entgegen. Um ein leichteres Verdrehen der beiden Halblinsenkörper 25 um die Achse 31 gegeneinander zu ermöglichen, ist der Füllkörper 28 nicht mit den beiden Halblinsenkörpern 25 zusammenvulkanisiert. Letzteres ist jedoch auch möglich. In letzterem Falle gibt man jedoch den Stirnflächen der Prothese vorteilhaft aus den oben dargelegten Gründen eine rotationssymmetrische Form.

Die in Fig. 8 gezeigte Prothese 35 unterscheidet sich von der Prothese 26 im wesentlichen nur dadurch, daß anstelle der zentralen Kugel ein Doppellinsenkörper 36 vorgesehen ist, bei dem dadurch zwar die Lage des genauen Schwenkpunktes der beiden Halblinsenkörper 37 und 38 gegeneinander unbestimmt ist, dafür aber die Auflagekräfte zwischen den Halblinsenkörpern und dem zentralen Doppellinsenkörper 36 günstiger sind.

Fig. 9 zeigt eine weitere Prothesenform 40, welche ebenfalls



einen oberen Halblinsenkörper 41 und einen unteren Halblinsenkörper 42 besitzt. Vorteilhaft besteht hier einer der beiden Halblinsenkörper aus einem Kunststoff, während der andere der beiden aus einem Metall besteht, welches mit dem Kunststoff gute Gleiteigenschaften hat. Der beispielsweise obere Halblinsenkörper 41 besitzt einen zentralen kugelkalottenförmigen Vorsprung 43, dessen Krümmungsmittelpunkt vorzugsweise mit dem Mittelpunkt der übrigen rotationssymmetrischen Prothese zusammenfällt. Der untere Halblinsenkörper 42 besitzt ebenfalls einen zentralen Vorsprung 44, welcher eine zentrale Ausnehmung aufweist, deren Krümmungsradius gleich dem des Kugelvorsprungs 43 ist, so daß auf diese Weise die beiden Halblinsenkörper 41 und 42 um den Prothesenmittelpunkt gegeneinander schwenkbar und drehbar ineinander gelagert sind. Ein zu starkes Gegeneinanderverschwenken der beiden Halblinsenkörper kann beispielsweise durch entsprechend dicke Bemessung der äußeren Ränder derselben verhindert werden. Es besteht jedoch auch die Möglichkeit, hier einen Füllkörper, wie beispielsweise den aus geschlossenporigem Siliconmoosgummi bestehenden Füllring 45, einzulegen. Ist der Füllring 45 nicht mit den Halblinsenkörpern 41 und 42 zusammenvulkanisiert, so können letztere auch nicht rotationssymmetrische Oberflächen haben, um eine bessere Anpassung an die Oberflächen der Wirbelkörper zu ermöglichen.

Nicht nur die Prothesen als solche, sondern auch die Teile derselben können je nach den Umständen auch abgewandelt werden. So kann beispielsweise der Füllring oder Zwischenring 28 anstelle der Doppel-T-Profilform auch eine U-Profilform erhalten. Zu diesem Zweck genügt es, den Steg des Doppel-T-Profils soweit zur Seite zu verschieben, daß er die Enden der beiden Flansche des Doppel-T-Profils an dieser Seite verbindet. Eine andere Möglichkeit besteht darin, daß man den Steg des Doppel-T-Profils überhaupt wegläßt. In diesem Falle muß allerdings auch der äußere Flansch in eine entsprechende Ringrinne der beiden Halblinsenkörper 25 eingreifen, damit er sich radial nicht verschieben läßt.

Der Zwischenkörper kann auch Löcher aufweisen, welche in diesem Fall so groß sein sollten, daß sie ein müheloses Ein- und Austreten von körpereigener Flüssigkeit gestatten. Dadurch wird ein luft- oder gasgefüllter Raum in der Prothese vermieden. Derartige Durchtrittslöcher können entweder nur im äußeren Flansch oder sowohl im äußeren Flansch als auch im inneren Flansch des Zwischenkörpers oder Füllkörpers vorgesehen sein. Vielfach wird die Anordnung dieser Löcher im äußeren Flansch allein genügen.

P a t e n t a n s p r ü c h e :

- 1.) Bandscheibenprothese, dadurch gekennzeichnet, daß sie als zwischen zwei Wirbelkörper einsetzbares Distanzglied ausgebildet ist, welches mittels gewölbter Gleitflächen eine Neigung und/oder der Wirbelkörper gegeneinander gestattet.
2. Bandscheibenprothese nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß sie als oben und unten zumindest angenähert linsenförmig gewölbte Stirnflächen aufweisende Scheibe ausgebildet ist, deren Stirnflächen am Umfang einen solchen Abstand voneinander haben, daß die beiden Wirbelkörper einander bei der Krümmung der Wirbelsäule nicht berühren.
3. Bandscheibenprothese nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß sie zumindest eine elastische Zwischenschicht besitzt, die sich in einer Normalebene zur Prothesenachse erstreckt.
4. Bandscheibenprothese nach Anspruch 1, 2 oder 3, dadurch gekennzeichnet, daß sie aus einem gummielastischen Werkstoff besteht.
5. Bandscheibenprothese nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß sie aus zumindest zwei überei-

nander angeordneten gegeneinander verlagerbaren Teilen besteht, deren jeder an einem der beiden durch die Prothese verbundenen Wirbelkörper anliegt.

6. Bandscheibenprothese nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, daß sie einen Bikonvexlinsenkörper und einen Konkavkonkavlinsenkörper besitzt, in welchem ersterer gleitbar gelagert ist.

7. Bandscheibenprothese nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, daß sie zwei durch eine Schwenklagerung miteinander verbundene vorzugsweise als Halblinsenkörper ausgebildete Tragplatten aufweist.

8. Bandscheibenprothese nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, daß als Schwenklager ein zentraler Körper mit zwei Kugelkalottenoberflächen dient, auf welchen die Tragplatten mit sphärischen zentralen Ausnehmungen von zumindest angenähert gleichem Krümmungsradius aufliegen.

9. Bandscheibenprothese nach Anspruch 7 oder 8, dadurch gekennzeichnet, daß die Tragplatten im Bereich radial außerhalb der Schwenklagerung über einen gummielastischen vorzugsweise den Spalt zwischen dem Halblinsenkörper nach außen hin abdeckenden Zwischenkörper aufeinander abgestützt sind.

Fig. 1

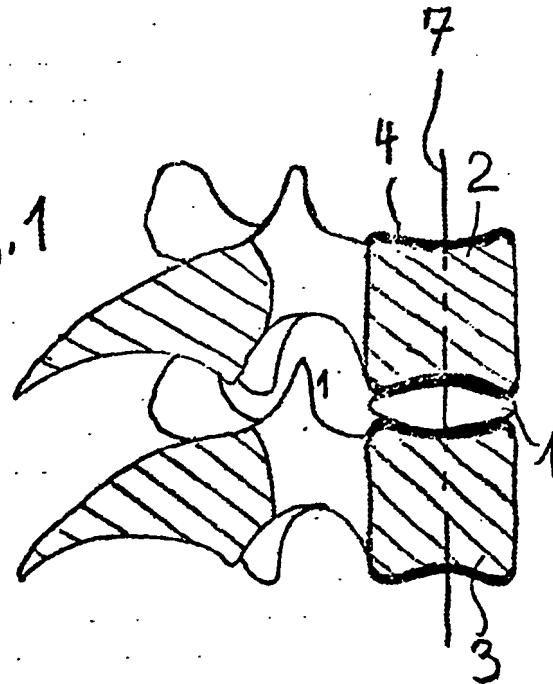


Fig. 2

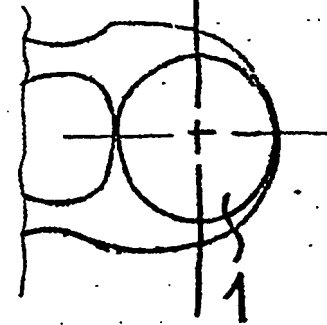


Fig. 5

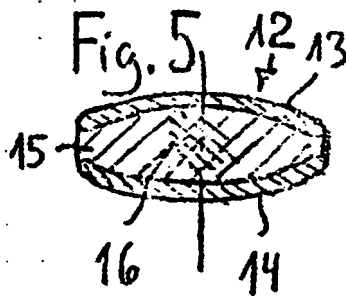


Fig. 3

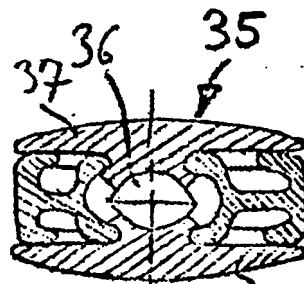
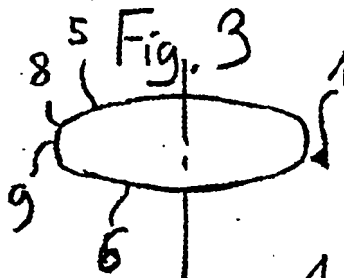


Fig. 8

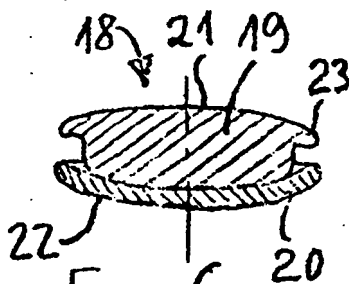


Fig. 6

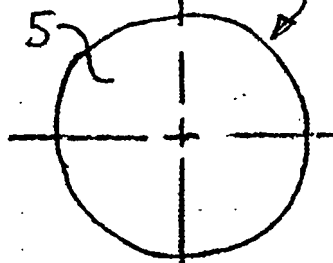


Fig. 4

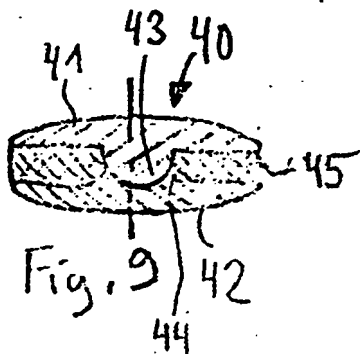


Fig. 9

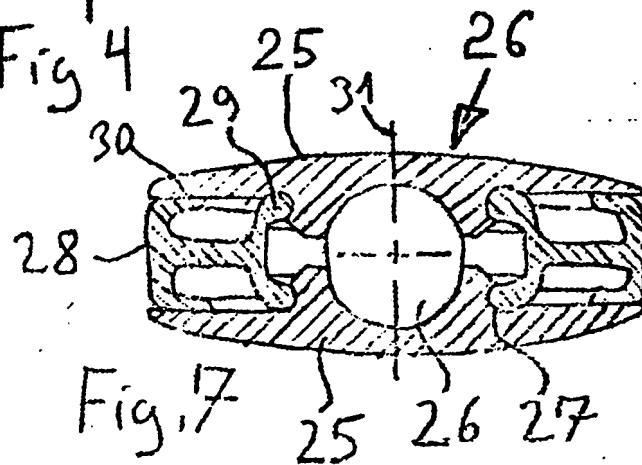


Fig. 7

409827/0146